

**Implant for use in the body, e.g. heart flap**

**Patent number:** DE19730296  
**Publication date:** 1999-01-21  
**Inventor:** SELLIN LOTAR (DE); KHARITONOV VLADIMIR (RU);  
SIMAKOV ALEXANDER (RU); NAUM IOFIS (RU);  
CHINENOV ALEXANDER (RU); KEVORKOVA REGINA  
(RU); SAMKOV ALEXANDER (RU)  
**Applicant:** MEDIC MEDIZINTECHNIK LOTHAR SE (DE)  
**Classification:**  
- **international:** A61L27/00; A61F2/24; A61F2/04; C23C14/48  
- **european:** A61L27/50E, A61L33/02D, C23C14/48, C23C14/50B  
**Application number:** DE19971030296 19970715  
**Priority number(s):** DE19971030296 19970715

**Abstract of DE19730296**

An implant (2.1-2.8) for use in the body, comprises implanted carbon ions, so that the implant surfaces in contact with blood are carbon enriched. Preferably the implant consists of a polymer, esp a PETP fibre. The implant is e.g. an artificial heart flap. Carbon implantation is carried out by ion and/or plasma protected layer pptn..

---

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide



①⑨ **BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT**

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 197 30 296 A 1**

⑤① Int. Cl.<sup>6</sup>:  
**A 61 L 27/00**  
A 61 F 2/24  
A 61 F 2/04  
C 23 C 14/48

②① Aktenzeichen: 197 30 296.3  
②② Anmeldetag: 15. 7. 97  
④③ Offenlegungstag: 21. 1. 99

**DE 197 30 296 A 1**

⑦① Anmelder:  
Medic-Medizintechnik Lothar Sellin, 52074 Aachen,  
DE

⑦④ Vertreter:  
Castell, K., Dipl.-Ing. Univ. Dr.-Ing.; Reuther, M.,  
Dipl.-Phys; Pat.-Anw., 52355 Düren

⑦② Erfinder:  
Naum, Iofis, Moskau/Moskva, RU; Kevorkova,  
Regina, Moskau/Moskva, RU; Samkov, Alexander,  
Moskau/Moskva, RU; Simakov, Alexander,  
Moskau/Moskva, RU; Kharitonov, Vladimir,  
Moskau/Moskva, RU; Chinenov, Alexander,  
Moskau/Moskva, RU; Sellin, Lotar, 52074 Aachen,  
DE

⑤⑤ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht  
zu ziehende Druckschriften:

DE	17 66 653 B2
DE	196 04 173 A1
DE	44 02 988 A1
DE	31 16 040 A1
GB	22 87 473 A
US	56 05 714
US	55 12 330
US	54 68 562
US	53 70 684
US	49 08 030
US	47 68 507
US	46 93 760
EP	07 12 943 A1
EP	05 19 087 A1
EP	02 24 080 A2

KAMBIC, Helen E., et.al.: Biomaterials in  
Artificial Organs. In: C&EN Chemical &  
Engineering News, April 14, 1986, S.45;

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

⑤④ Verfahren und Vorrichtung zur Steigerung der Hämkompatibilität von Implantaten

⑤⑦ In ein Implantat oder einen Körper, aus dem das Im-  
plantat hergestellt wird, werden Kohlenstoffionen im-  
plantiert, so daß die mit Blut in Berührung kommenden  
Flächen des Implantats mit Kohlenstoff angereichert sind.  
Dadurch wird die Hämkompatibilität des Implantats ge-  
steigert.

Eine Vorrichtung zur Behandlung des Implantats besteht  
aus einer Ionenquelle, einem Extraktionssystem, einem  
Massenanalysator und einem drehbaren Implantathalter.  
Dies erlaubt es, ein Implantat von mehreren Seiten mit  
den Kohlenstoffionen zu behandeln. Ein drehbares Karus-  
sell mit mehreren darauf angeordneten, drehbaren Im-  
plantathaltern ermöglicht die schnelle Bearbeitung meh-  
rerer Implantate.

**DE 197 30 296 A 1**

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Steigerung der Hämkompatibilität von Implantaten.

Bei chirurgischen Eingriffen eingesetzte künstliche Produkte wie u. a. künstliche Herzklappen, Stents, Gefäßprothesen und künstliche Linsen müssen aus Stoffen hergestellt sein, die der Körper nicht abstößt und die im Körper keine unerwünschten Reaktionen auslösen. Hierzu werden hochfeste Materialien wie Platin oder Teflon verwendet, aber auch diese Materialien zeigen nur eine begrenzte Biokompatibilität. Ein besonderer Problembereich liegt im Zusammenwirken der Prothesen mit Blut. Hierbei kann die Blutgerinnung forciert werden oder es entstehen Kalkablagerungen (Kalzifizierung). Deshalb wird bei Implantaten größter Wert auf die Hämkompatibilität der Implantate gelegt.

Eine gute Hämkompatibilität wird durch Beschichtung von Graphitimplantaten mit pyrolytischem Kohlenstoff erreicht. Als Graphitimplantat wird Glaskohlenstoff, LTIC-Kohlenstoff und ULTIC-Kohlenstoff verwendet. Dieses Verfahren ist aber sehr aufwendig und somit teuer und, da Temperaturen von 800 bis 1000°C bei der Beschichtung mit pyrolytischem Kohlenstoff auftreten, ist dieses Verfahren nur für Stoffe geeignet, die bei diesen Temperaturen formstabil bleiben. Die bekannten Beschichtungsverfahren führen darüber hinaus zu dem Problem des Abplatzens von Teilen der Beschichtung bei starker Beanspruchung der Prothese.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zur Steigerung der Hämkompatibilität von Implantaten vorzuschlagen und eine Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens zu beschreiben.

Diese Aufgabe wird mit einem Verfahren gelöst, bei dem in das Implantat oder in einen Körper, aus dem das Implantat hergestellt wird, Kohlenstoffionen implantiert werden, so daß die mit Blut in Berührung kommenden Flächen des Implantats mit Kohlenstoff angereichert sind.

Die Ionenimplantation erlaubt es, verschiedene Substrate bis zu einer vorbestimmbaren Eindringtiefe mit Kohlenstoffionen anzureichern. Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren werden C12 Kohlenstoffionen verwendet, die beispielsweise aus kohlenstoffhaltigen Gasen gewonnen werden. Je nach Beschleunigung der Kohlenstoffionen dringen die Ionen unterschiedlich weit in das Substrat ein und reichern sich in einem unterhalb der Substratoberfläche liegenden Bereich an. Dies hat zur Folge, daß der Oberflächenbereich verschiedenster Substrate mit Kohlenstoff angereichert werden kann. Kohlenstoff ist für seine besonders gute Hämkompatibilität bekannt.

Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren entsteht somit keine Oberflächenbeschichtung, die Abplatzen könnte, sondern das Substrat selbst wird mit Kohlenstoff angereichert, wodurch ein Abplatzen spezieller Schichten ausgeschlossen ist. Die Konzentration der Anreicherung der C12 Ionen im Substrat kann durch die Verfahrensführung bestimmt werden und somit an die Anforderungen an die ausgewählte Prothese angepaßt werden. Außerdem kann die Tiefe der maximalen Kohlenstoffkonzentration variiert werden, so daß beispielsweise bei einer Nachbehandlung durch Schleifen oder Polieren die maximale Kohlenstoffkonzentration an der Oberfläche des Substrats liegt. Bei geeigneter Energiedichte kann auch mittels der Ionenimplantation die Oberfläche des Substrats poliert werden.

Die durchgeführten Versuche haben gezeigt, daß bei unterschiedlichsten Substraten für das Implantat eine hervorragende Hämkompatibilität nachweisbar war und die Neigung zur Kalzifizierung stark abgenommen hat.

Gute Ergebnisse ließen sich bei Versuchen erzielen, bei denen das Implantat oder der Körper, aus dem das Implantat hergestellt wird, aus einem Kohlenstoffmaterial wie z. B. Glaskohlenstoff, LTIC-Kohlenstoff und ULTIC-Kohlenstoff besteht. Ein kohlenstoffhaltiges Substrat hat den Vorteil, daß die Grundstruktur schon Kohlenstoff aufweist. Durch die Ionenimplantation können jedoch die Härte des Substratmaterials und dessen Hämkompatibilität gesteigert werden.

Wegen ihrer hohen Festigkeit und Inertheit eignen sich vor allem Metalle wie vorzugsweise Titan oder hochlegierte Stähle zur Herstellung von Implantaten. Diese Materialien eignen sich jedoch auch besonders gut zur Kohlenstoffionenimplantation. Eine erhöhte Kohlenstoffkonzentration im äußeren Bereich der Implantate verbindet die Vorteile des metallischen Werkstoffs mit der guten Hämkompatibilität des implantierten Kohlenstoffs.

Für viele Implantate eignen sich jedoch Metalle nicht und in diesem Bereich werden verstärkt Polymerstoffe eingesetzt. Hier ist unter anderem Teflon oder Dacron zu erwähnen. Fasern aus Dacron (Polyethylenterephthalat) eignen sich als chirurgisches Nahtmaterial. Die Kohlenstoffimplantation in derartige PETP-Fasern oder Körper verbessert die Hämkompatibilität und verringert die Calsifizierung.

Die mit der Ionenimplantation von Kohlenstoffionen erzielbare Hämkompatibilität erlaubt auch den Einsatz von Keramik als Prothese in Bereichen, in denen Blut mit der Keramikprothese in Berührung kommt.

Die Ionenimplantation erlaubt somit den Einsatz einer Vielzahl unterschiedlicher Materialien. Ein großer Vorteil ist hierbei, daß die Erwärmung der Materialien während der Ionenimplantation bei weicheeren Materialien wie insbesondere Polymeren und Kunststoffen in Temperaturbereichen zwischen 50 und 100°C gehalten werden kann. Je nach Behandlungsverfahren steigen die Temperaturen des behandelten Implantats bis auf etwa 1000°C. Die Verfahrensparameter können jedoch so eingestellt werden, daß je nach verwendetem Substrat substratschädigende Temperaturen vermieden werden.

Die Vielzahl der verwendbaren Materialien erschließt eine Vielzahl an Verwendungsmöglichkeiten für mit Kohlenstoffionen behandelte Prothesen.

Ein bevorzugtes Einsatzgebiet ist die Herstellung künstlicher Herzklappen, wobei die gesamte Oberfläche der künstlichen Herzklappe mit Kohlenstoffionen behandelt werden kann. Die Ionenimplantation bewirkt somit an den Gelenkstellen eine Erhöhung der Festigkeit und im übrigen Bereich eine Steigerung der Hämkompatibilität des verwendeten Materials. Neben den oben erwähnten Graphit- oder Kohlenstoffgrundmaterialien erschließt die Ionenimplantation Möglichkeiten zur Verwendung anderer Materialien wie beispielsweise von Polymeren. Dadurch können vor allem die Herstellungskosten deutlich verringert werden.

Neue Möglichkeiten erschließt das beschriebene Verfahren auch für die Herstellung von Stents. Die durch die Ionenimplantation von Kohlenstoffionen erzielbaren glatten Oberflächen reduzieren die Neigung zur Kalzifizierung und die hohe Kohlenstoffdichte an den Oberflächen der Stents verringert blutschädigende Wirkungen des in die Blutbahn eingesetzten Körpers.

Insbesondere die Verwendung von Polymeren führt zu einem breiten Einsatzgebiet des erfindungsgemäßen Verfahrens

bei der Herstellung von Gefäßprothesen. Die Kohlenstoffionenimplantation steigert hierbei die Qualität der Prothesen und verringert deren Herstellungskosten.

Das Einsatzgebiet des erfindungsgemäßen Verfahrens ist jedoch nicht auf die angegebenen Bereiche beschränkt, sondern betrifft alle in den menschlichen oder tierischen Körper eingesetzten künstlichen Stoffe, wie u. a. auch künstliche Linsen und Nahtmaterial.

Vorrichtungsmäßig wird die Aufgabe mit einer Vorrichtung gelöst, die folgende Teile aufweist:

Eine Ionenquelle, ein Extraktionssystem, einen Massenanalysator und einen drehbaren Implantat-Halter.

Der drehbare Implantat-Halter, der im Bereich des Beschusses mit Kohlenstoffionen angeordnet ist, erlaubt es, ein Implantat von verschiedenen Seiten mit Kohlenstoffionen zu behandeln, so daß die gesamte Oberfläche des Implantats mit Kohlenstoffionen angereichert ist.

Vorteilhaft ist es, wenn der drehbare Implantat-Halter mehrere drehbare Halteeinrichtungen für mehrere Implantate aufweist. Dies erlaubt es, in einem Arbeitsgang mehrere gleiche oder unterschiedliche Implantate vollständig zu behandeln und ermöglicht somit eine kostengünstige Herstellung von größeren Stückzahlen an Implantaten.

Da zur Behandlung von Metallen eine höhere Beschleunigung der Kohlenstoffionen benötigt wird, wird vorgeschlagen, die Vorrichtung mit einem Ionenbeschleuniger zu versehen. Dies erlaubt einerseits die Aufbringung der notwendigen Energien, um die Kohlenstoffionen in Keramik und Metall einzubringen, und andererseits kann mit dem Beschleuniger die gewünschte Energie je nach Verwendungszweck genau eingestellt werden.

Die Tiefe der C12 Kohlenstoffionendurchdringung im Stoff wird durch die Weglänge  $R_p$  bezeichnet. Das Verteilungsprofil der Konzentration der eindringenden C12 Kohlenstoffionen wird durch den Charakter der Verteilung mittlerer normaler Weglänge über die Tiefe der bestrahlten Schicht bestimmt. Die Wechselwirkung der C12-Kohlenstoffionen mit den Atomen des Target hat Zufallscharakter. Das Monoenergie-C12-Kohlenstoffionenbündel erlangt nach dem Durchlaufen einer gewissen Stoffschicht eine Dispersion hinsichtlich der Energien. Demzufolge durchläuft ein Teil der C12-Kohlenstoffionen die Hälfte ihres Weges ohne bedeutende Energieverluste und dringt dann auf eine bestimmte Tiefe ein. Das Verteilungsprofil eingedrungener C12-Kohlenstoffionen kann durch die folgende Kurve beschrieben werden.

$$C(x) = \frac{N}{\sqrt{2\pi\Delta R_p}} \exp \left[ -\frac{1}{2} \left( \frac{x - R_p}{\Delta R_p} \right)^2 \right]$$

Hierbei sind

$N$  gesamte Menge der zugeführten C12 Kohlenstoffionen

$R_p$  mittlere normale C12 Kohlenstoffionenweglänge im Target

$\Delta R_p$  mittlere quadratische Abweichung der mittleren normalen Weglänge des C12 Kohlenstoffs.

Die maximale C12 Kohlenstoffionenkonzentration liegt somit nicht wie bei der Diffusionsmethode an der Oberfläche, sondern in einer Tiefe  $x = R_p$ . An dieser Stelle ist die maximale Kohlenstoffkonzentration  $C_{\max} = 0,4 N/\Delta R_p$ .

Ein Ausführungsbeispiel des erfindungsgemäßen Verfahrens und eine Vorrichtung zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens sind in der Zeichnung dargestellt und werden im folgenden näher beschrieben.

Es zeigt

Fig. 1 eine schematische Ansicht einer Vorrichtung zur Behandlung von Implantaten und

Fig. 2 einen Querschnitt durch einen Ausschnitt eines Oberflächenbereichs eines Implantats.

Die in Fig. 1 gezeigte Vorrichtung 1 dient zur Behandlung der Implantate 2.1 bis 2.8. Diese Implantate 2.1 bis 2.8 sind im vorliegenden Fall Teile von künstlichen Herzklappen. Diese Implantate sind drehbeweglich auf einem Karussell 3 befestigt, so daß sie sich einerseits entsprechend dem Pfeil 4 um sich selbst drehen können und andererseits entsprechend dem Pfeil 5 um die zentrale Achse 6 des Karussells 3 gedreht werden. Die Vorrichtung 1 zur Ionenimplantation besteht aus der Ionenquelle 7, mit der aus einem kohlenstoffhaltigen Gas wie beispielsweise CO<sub>2</sub>, Methan, Ethan usw. mittels des Extraktionssystems 8 C12 Ionen freigesetzt werden. Diese C12 Ionen werden beschleunigt und abgelenkt, so daß nach einem bogenförmigen Massenanalysator 9 nur noch die C12 Ionen weitergeleitet werden. Zur Behandlung von Metallen wird ein Ionenbeschleunigungssystem 10 zwischen Massenanalysator 9 und Implantat 2 geschaltet, um die Energie der Kohlenstoffionen zu erhöhen.

Die Kohlenstoffionen treffen anschließend auf das zu behandelnde Implantat 2.1, das vorzugsweise drehbeweglich gelagert ist, so daß alle Seiten des Implantats mit Kohlenstoffionen behandelt werden können. Im vorliegenden Fall sind mehrere Implantate 2.1 bis 2.8 auf dem Karussell 3 angeordnet, so daß nach der Behandlung des ersten Implantats 2.1 das Karussell um eine Position weitergedreht werden kann, um das weitere Implantat 2.8 zu behandeln.

Die gesamte Vorrichtung steht unter einem Vakuum von  $10^{-2}$  bis  $10^{-5}$  Pascal und, da nach jeder Behandlung für die nächste Charge das Vakuum neu aufgebaut werden muß, erlaubt die dargestellte Vorrichtung die Behandlung einer Charge von mehreren Prothesen wie beispielsweise Herzklappen.

Zur Entfernung der Charge aus dem Vakuumbereich und zum Einführen der neuen Charge wird die Verwendung einer Schleuse vorgeschlagen.

In vorliegenden Fall wird das Verfahren am Beispiel einer Herzklappe erläutert. Herzklappen bestehen aus einem Ring, in dem eine Scheibe (Disk) drehbeweglich gelagert ist. Bei 2 Flügelherzklappen sind 2 Scheiben im Ring gelagert. Sofern Ring und Scheibe aus Titan bestehen, können beide Teile gemeinsam behandelt werden. Ring und Scheibe können jedoch auch aus unterschiedlichen Materialien hergestellt sein, wie beispielsweise aus Titan und Polymer oder Titan und pyrolytischem Kohlenstoff und in diesem Fall werden die Teile getrennt behandelt, da für unterschiedliche Materialien unterschiedliche Energien der Kohlenstoffionen verwendet werden.

Bei der Durchführung des Verfahrens wird ein Vakuum von  $10^{-2}$  bis  $10^{-5}$  Pascal, in der Zone der Anordnung der Transplantationskörper erzeugt. Praktische Versuche haben gezeigt, daß ein Vakuum von mehr als  $10^{-2}$  Pascal nicht emp-

fehlenswert ist. Als Minimalwert für die Anfangsdosis zur Implantation wurde eine Flächendichte von  $2 \cdot 10^{17}$  Ionen pro  $\text{cm}^2$  ermittelt, ab deren Unterschreitung das Verfahren unwirksam wird. Als maximale Konzentration für die Behandlung von Titan wird eine Dichte von  $2,8 \cdot 10^{18}$  pro  $\text{cm}^2$  vorgeschlagen. Unter Berücksichtigung der Einhaltung der physikalischen und mechanischen Eigenschaften der Klappenkörper und effektiven Durchdringung der implantierbaren Ionen ergibt sich ein optimaler Temperaturbereich zwischen 50 und 450°C. Eine Temperatur über 450°C führt zu einer Änderung der Dehnungs- und Elastizitätseigenschaften des Werkstoffs Titan.

Bei der Durchführung des Verfahrens wird auf eine möglichst geringe Energie der zugeführten Ionen geachtet, um die Temperatur des behandelten Implantats nicht zu weit zu erhöhen. Dies hat zur Folge, daß die Oberfläche des Implantats durch die Kohlenstoffionenbehandlung in ihrer Geometrie nicht verändert wird und die höchste Kohlenstoffdichte im Oberflächenbereich des Implantats liegt.

Außerdem wird durch den Effekt des Polierens mittels der C12-Ionen die Glattheit der Oberfläche des behandelten Implantats erhöht. Dies ist gewünscht, da dadurch die Thromboseresistenz verstärkt wird.

Für die Behandlung von metallischen Körpern wie künstlichen Herzklappen, Stents, orthopädischen Prothesen, Schienen für Verbände, Kiefer- und Gesichtschirurgie sowie augenärztliche Geräte wird eine Kohlenstoffionenkonzentration von  $2 \cdot 10^{17}$  bis  $2,8 \cdot 10^{18}$  Ionen pro  $\text{cm}^2$  vorgeschlagen. Keramikmaterialien können mit der gleichen Konzentration behandelt werden, wobei bei diesen Materialien der Temperaturbereich auf 200–1000°C ansteigt. Bei Metallen liegt der Temperaturbereich bei etwa 50°C bis 600°C. Polymermaterialien wie Augentkanülen, Kontaktlinsen und Nahtmaterial werden vorzugsweise mit einer Ionenkonzentration von  $1 \cdot 10^{16}$  bis  $2 \cdot 10^{17}$  behandelt. Dies führt zu einer Erwärmung, die in einem Bereich von 50 bis 80°C gehalten werden kann. Die Energie der Ionen kann in einem Bereich von 500 eV bis 300 keV variiert werden.

Der Herstellungsprozeß wird durch ein elektronisches Energiesystem gesteuert und ein Kontrollsystem überwacht die genaue Trennung von C12-Kohlenstoffionen aus dem zugeführten Gas.

Einen Ausschnitt aus der behandelten Oberfläche einer Prothese wie beispielsweise der oben beschriebenen Herzklappe aus Titan zeigt Fig. 2. Bei diesem Schnitt durch das behandelte Implantat 2.1 läßt sich eine erste Implantationszone 11 und eine zweite Implantationszone 12 unterscheiden, die sich durch unterschiedliche C12-Konzentrationen auszeichnen. Die dritte Implantationszone 13 ist durch eine stetig abnehmende Konzentration zum Inneren des Titankörpers gekennzeichnet. Die Figur zeigt, daß die Menge der zugeführten Ionen N bei erhöhter Tiefe x zunächst zunimmt und dann wieder stetig abnimmt. Dadurch wird in der zweiten Implantationszone 12 die maximale Ionenkonzentration erreicht. Durch Variation der Implantationsbedingungen kann die zweite Implantationszone 12 entlang ihrer Eindringtiefe x ins Innere des Körpers versetzt werden und verdichtet oder verdünnt werden. Die Zone der maximalen Kohlenstoffkonzentration ist somit fest an den übrigen Titankörper gebunden, wodurch ein Abplatzen von Kohlenstoff angereicherten Bereichen verhindert wird. Der Kohlenstoff isoliert das Blut vom metallischen Titankörper und verhindert somit negative physiologische Einflüsse. Gleichzeitig steigt die Dauerhaltbarkeit des Titankörpers, da durch die polierte Oberfläche die Reibung zwischen am Titankörper angreifenden beweglichen Elementen und dem Titankörper selbst vermindert wird. Im vorliegenden Fall wird die Reibung zwischen Herzklappenring und beweglichem Schließelement deutlich vermindert. Die Behandlungsdauer des Implantats liegt zwischen einer und 10 Stunden.

#### Patentansprüche

1. Verfahren zur Steigerung der Hämostatilität von Implantaten (2.1 bis 2.8), dadurch gekennzeichnet, daß in das Implantat (2.1 bis 2.8) oder in einen Körper, aus dem das Implantat (2.1 bis 2.8) hergestellt wird, Kohlenstoffionen implantiert werden, so daß die mit Blut in Berührung kommenden Flächen des Implantats mit Kohlenstoff angereichert sind.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Implantat oder der Körper, aus dem das Implantat hergestellt wird, aus einem Kohlenstoffmaterial besteht.
3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Implantat oder der Körper, aus dem das Implantat hergestellt wird, ein Metall, ist.
4. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Implantat oder der Körper, aus dem das Implantat hergestellt wird, ein Polymer, vorzugsweise eine PETP-Faser ist.
5. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Implantat oder der Körper, aus dem das Implantat hergestellt wird, Keramik ist.
6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Implantat eine künstliche Herzklappe ist.
7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Implantat ein Stent ist.
8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Implantat eine Gefäßprothese ist.
9. Vorrichtung zur Behandlung von Implantaten mit einer Ionenquelle, einem Extraktionssystem, einem Massenanalysator und einem drehbaren Implantat-Halter.
10. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß sie einen Ionenbeschleuniger aufweist.

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

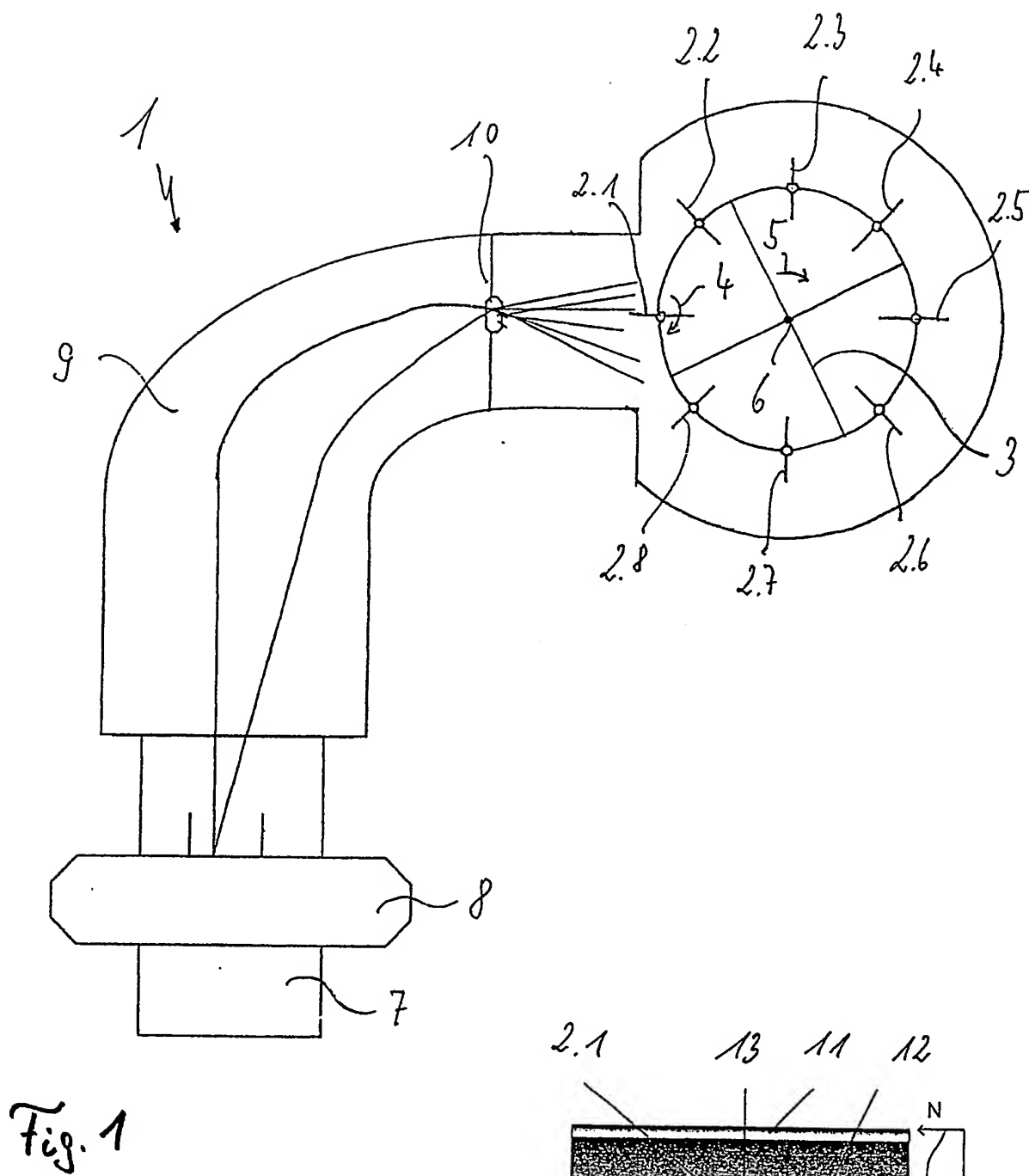


Fig. 2